核医学診療の実態と画像の収集・処理・表示・出力の基準化に関するアンケート調査

日立回答

回答者　:　　**株式会社日立メディコ**
核医学営業部　技術グループ
近藤正司

非公開レベル
　何らかの理由で公開できないものについては，下記の非公開レベルとその理由が書かれています
　　　非公開レベル1：ワーキンググループ及び現ユーザーも含め公開できない
　　　非公開レベル2：ワーキンググループのみに公開する
　　　非公開レベル3：現ユーザーのみに公開する（している）
　　　非公開レベル4：ワーキンググループ及び現ユーザーのみに公開する

アンケート項目
1. 現時点での国内稼働実績
2. 収集関連
3. 再構成処理
4. ユーザーに対する取扱説明
5. イメージャー調整
6. 保守・サービス
7. DICOM 環境
8. 脳血流 SPECT
9. 心筋 SPECT
10. 骨・腫瘍核医学検査
11. 核医学画像の定量化・基準化，その他

1．現時点での国内稼働実績

1－1．ガンマカメラシステム（ガンマカメラと処理装置）の種類別の現時点での稼働台数，施設数

注意：

ガンマカメラには検出器数を明記してください

同一名称のガンマカメラで検出器数が異なる場合には分けて記入してください

同一名称のガンマカメラでクリスタル厚が違う場合には分けて記入してください

同一名称のガンマカメラで同時計数回路が装備されている場合には分けて記入してください

ガンマカメラと処理装置の組み合わせが違う場合には分けて記入してください

２項以降の回答は，以下の機器に関するものです。

ガンマカメラ

日立：RC-2600I，RC-2500IV

ADAC：VERTEX，FORTE，SKYLIGHT

核医学データ処理装置

日立：RW-3000，RP-3300

ADAC：PEGASYS

機　種　名	メーカ名	稼動台数	施設数
RCー135DT、DF	日立メディコ	6	6
RCー150DT、DF	日立メディコ	4	4
RCー1Cー1635LT	日立メディコ	4	4
RCー135E	日立メディコ	3	3
RCー150E	日立メディコ	11	11
RCー1500I	日立メディコ	17	17
RCー2600I	日立メディコ	33	33
RCー2500IV	日立メディコ	31	31
SPECT2000H	日立メディコ	13	13
VERTEX	米国・ADAC社	18	17
VERTEX-MCD※	米国・ADAC社	8	8
FORTE	米国・ADAC社	12	12
FORTE-MCD※	米国・ADAC社	4	4
SKYLight	米国・ADAC社	1	1
合　　計		165	164

2003年1月現在

※：MCDは厚型クリスタル、同時計数回路付き

機　種　名	メーカ名	稼動台数	施設数
RPー100、RPー100Z	日立メディコ	14	14
RPー200	日立メディコ	27	27
EDR-4200、-4200S、-4200HI	日立メディコ	0	0
RWー3000	日立メディコ	68	68
HARPーⅢ	日立メディコ	22	22
PEGASYS	米国・ADAC社	43	39
合計		174	170

2003年1月現在

2. 収集関連

2−1. 各々のガンマカメラにおける使用コリメータの種類と仕様（名称, フォールの形状や長さ, フォールや隔壁の径, 5%貫通エネルギーなど：仕様書に書かれているもの）

注意：

仕様書自体を添付して頂いても結構です

特殊な名称のコリメータには概要・特徴を記入してください

	名称	型式	孔型	孔寸法 (mm)	壁厚 (mm)	長さ (mm)	孔数	透過率		システム感度		分解能		重量（kg）
												幾何学	システム	
								(%)	(Kev)	cpm /kBq	cpm /μCi	10cm (mm)	10cm (mm)	
ADAC	低エネルギー汎用	LEGP	六角	1.40	0.180	24.7	86400	1.9	140	7.7	285	8.0	8.8	50
	低エネルギー高分解能	LEHR	六角	1.40	0.152	32.8	89600	1.3	140	4.6	171	6.3	7.4	52
	中エネルギー汎用	MEGP	六角	2.95	1.143	48.0	12900	3.3	300	6.2	228	10.7	11.3	84
	高エネルギー汎用	HEGP	六角	3.81	1.727	60.0	7000	3.5	364	3.1	114	12.0	12.5	111
	低エネルギー SPECT	VXGP	六角	1.78	0.152	42.0	58700	1.2	140	4.2	157	6.7	7.8	50
	低エネルギー SPECT 高分解能	VXHR	六角	2.03	0.152	54.0	42600	0.6	140	3.8	142	6.4	7.4	57
	低エネルギーファンビーム	LEFB	六角	1.40	0.152	34.9	89600	1.3	140	5.0	185	6.0	7.1	52
HITACHI	低エネルギー汎用	LEGP	六角	2.30	0.300	40.0	35000	-	-	7.9	293	8.5	9.1	49
	低エネルギー高分解能	LEHR	六角	1.80	0.180	39.5	57000	-	-	5.1	187	6.8	7.5	45
	低エネルギーファンビーム	LEFB	六角	1.90	0.250	40.0	48000	-	-	6.6	242	7.3	8.1	49
	中高エネルギー汎用	HEGP	六角	3.20	1.800	45.0	10000	-	-	6.0	221	11.2	11.7	67

5%貫通エネルギーについては，仕様として持っておりません。概算による数値は以下になります。

ADAC　　LEGP：155keV，LEHR：165keV，MEGP：320keV，HEGP：385keV，VXGP：165keV
VXHR：195keV

HITACHI　LEGP：190keV，LEHR：175keV，HEGP：365keV

2−2. ファンビームコリメータ使用時の感度補正機構の有無とアルゴリズム

注意：

収集時に補正されるのか処理時に補正されるのかを記入してください

補正機構がある場合でユーザーがこの補正の使用を選択できる場合は，Default と具体的な変更手順を記入してください

日立：　ｺﾘﾒｰﾀ付き，面線源で補正ﾃﾞｰﾀを撮りそのﾃﾞｰﾀで収集中に補正します。
デフォルトではｺﾘﾒｰﾀなしで点線原による補正ﾃﾞｰﾀを使用し，
補正ﾃﾞｰﾀを撮り補正ﾃﾞｰﾀセット時にｺﾘﾒｰﾀ付き補正を選択します。

ADAC：　あり。幾何学的補正を実施します。

2－3. ピクセルサイズの定義式

注意：
基準視野の定義方法も記入してください

ADAC，日立とも以下により定義しています。
Pixel Size=((Cal.Factor) x (1024))/((Acq.Zoom Factor) x (Matrix))
たとえば，64 マトリクスで Acq.Zoom を 1.46 とすると，
= (0.592 x 1024) / (1.46 x 64)
= 6.49 (mm)
となります。
最小のピクセルサイズは 0.592mm（ADAC）となり，このときの視野は Max で0．592x1024＝606 mm
実際は FullField であってもマスクをかけ，510mmまでを性能保証しています。
日立の場合，最小のピクセルサイズは 0.57mm(2500IV)となります。

基準視野の定義について

日立：　視野周辺は補正が充分に効かず均一性，直線性が保証できません。したがって
性能が保証できる範囲にマスクをかけその範囲を視野としています。

ADAC：　歪みを含む検出部全体を基準視野と定義しています。マスクを掛けなければ位置計算上は最大606mmまでの画素位置を有していますが，性能保証できる範囲でマスクを掛けるため最大視野は510x380mmとなります。

ファンビームコリメータを使用した場合，再構成画像のピクセルサイズ，スライス厚の計算式は
ADAC，日立とも以下の計算式となります。
焦点距離を L，コリメータ表面と回転中心の距離を R，もとのピクセルサイズ P とすると，
Pixel Size = P　＊　（L-R）/L
となります。

2－4. SPECT における下記のサンプリング条件（範囲・制限など）

- 収集マトリクス

日立：　64，128，256，（但し DYNAMIC　SPECT 等はﾒﾓﾘ容量で 256 は制限あり）

ADAC：　収集ﾏﾄﾘｯｸｽ：64，128

- 角度サンプリング

  日立:　32, 64, 96, 128, 192, 256,

  ADAC:　2の倍数で4～256

- 回転軌道

  日立:　円軌道（RC-2600I, RC-2500IV）

  楕円軌道（RC-2600I, RC-2500IV）

  近接軌道（RC-2500IV）

  ADAC:　円, および非円軌道

- 2 検出器における 90 度/鋭角収集

  日立:　90 度（RC-2500IV）

  78 度（RC-2500IV）

  ADAC:　90 度のみ対応

- 収集モード（Step/Continuous）

  日立:　STEP, CONTINUE

  ADAC:　STEP, CONTINUOUS

2－5. 多検出器システムでの感度相互調整（均一化）機構の有無とアルゴリズム・許容範囲

注意:

収集時に補正されるのか処理時に補正されるのかを記入してください

補正機構がある場合でユーザーがこの補正の使用を選択できる場合は, Default と変更手順を記入してください

日立:　補正あります。収集中に補正します。

ADAC:　補正あります。収集中に補正します。

アルゴリズムの詳細は記載できません。

日立, ADAC とも Default は補正ありです。収集条件設定時に OFF にすることができます。

2－6. PMT 安定化機構の有無とアルゴリズム

注意:

有無に関わらず, 機器メーカーとして許容している日内変動幅も記入してください

日立:　点線源による定期的補正ﾃﾞｰﾀの収集を実施します。（ｼﾝﾁﾚｰﾀを含めた補正をする為, LED 等用いていません。）

フルﾃﾞｼﾞﾀﾙ化で安定化を図っています。

日内変動幅に特に規定なく仕様値に入るように製造しています。日常の補正ﾃﾞｰﾀ更新に依存しています。

ADAC:　基本的には日立と同一です。ただしベースライン（アナログ系回路のオフセット）は常時自動調整を実施しています。

2－7. 検出器に関わる各種補正（エネルギーピーク，直線性，固有均一性，総合均一性，回転中心）のアルゴリズム

注意：

収集時に補正される項目と処理時に補正される項目を分けて記入してください

エネルギー別（核種別）の補正条件が必要かどうかを記入してください

日立：　全て収集中に補正を実施しています。

ｴﾈﾙｷﾞｰﾋﾟｰｸ：　点線源で照射し，視野内の各位置でのﾋﾟｰｸを調べそのﾋﾟｰｸの基準値からのｽﾞﾚ量から補正ﾃﾞｰﾀを作り，補正ﾃｰﾌﾞﾙに保存します。収集中入射したｶﾞﾝﾏ線の位置によりその位置の補正ﾃﾞｰﾀを読み出し逐次補正しています。

直線性：　直線性ﾌｧﾝﾄﾑにて固有の曲がり（歪み）量をあらかじめ測定し，補正ﾃﾞｰﾀをﾃｰﾌﾞﾙ化します。収集中入射したｶﾞﾝﾏ線の位置によりその位置の補正ﾃﾞｰﾀを読み出し逐次補正します。

固有均一性：　点線源で照射し，視野内の各位置でのｶｳﾝﾄ数を調べそのｶｳﾝﾄ数のﾊﾞﾗﾂｷから補正ﾃﾞｰを作り，補正ﾃｰﾌﾞﾙに保存します。収集中に入射したｶﾞﾝﾏ線の位置によりその位置の補正ﾃﾞｰﾀを読み出し逐次補正しています。

総合均一性：　ｺﾘﾒｰﾀ付きで面線源により均一度ﾃﾞｰﾀを収集。そのﾊﾞﾗﾂｷから補正ﾃﾞｰﾀを作り，ﾃｰﾌﾞﾙ化して保存します。収集中入射したｶﾞﾝﾏ線の位置によりその位置の補正ﾃﾞｰﾀを読み出し逐次補正します。総合か固有かは最初に選択します。

回転中心：　点線源を視野内に置き，SPECT 収集して回転中心との機械的なｽﾞﾚと電気的ｽﾞﾚを各 STEP ごとに検出し，それを元に補正ﾃﾞｰﾀﾃｰﾌﾞﾙ化します。収集中，各 STEP 事にその位置の補正ﾃﾞｰﾀを読み出し逐次補正します。

ADAC：　基本的に日立と同等です。ただし総合均一性補正はありません。

日立，ADAC ともエネルギー（核種）別の補正データは，均一性のみ必要です。

3. 再構成処理

3－1. スムージングフィルターの種類と式

注意：

式のパラメータには単位も記入してください

日立：　1) Spatial filter

if (i > ic)　W (i) = 0,　else W(i + halflength) = 1 - (i / ic)

2) Butterworth

W(f) = 1/(1 + f**n / fc)**1/2

3) Hanning

W(f,　fc) = 0.5 + 0.5*cos(PI * f / fc)

for -fc < f < fc; otherwise W(f,　fc) = 0

4) Hamming

W(f,　fc) = 0.54 + 0.46*cos(PI * f / fc)

for -fc < f < fc; otherwise W(f, fc) = 0

5) Blackman

W(f,　fc) = 0.42 + 5*cos(PI * f / fc) + 0.08*cos(2PI * f / fc)

for -fc < f < fc; otherwise W(f, fc) = 0

6) Shepp & Logan

W(f,　fc) = sin(PI * f / fc) / (PI * f / fc)

for -fc < f < fc; otherwise W(f, fc) = 0

7) Gaussian

W(f,　fc) = exp(-2(PI * f / fc)**2)

8) Weiner

W(f) = |MTF(u)|**2 / (MTF(u) * |MTF(u)|**2 + K)

MTF(u) = exp(- (PI * f * fwhm)**2 / 2.773)

9) Metz

W(f) = (1 – (1 – MTF(u)**n)) / MTF(u)

MTF(u) = exp(-(PI * f * fwhm)**2 / 2.773)

fc（カットオフ周波数）の単位は，cycle/pixel です。

ADAC：1) Butterworth

FBP(Standard FBP モード)

W(f) = 1/(1 + (f/fc)**2n)

FBP (Pegasys FBP モード)

W(f) = 1/(1 + 1.414*(abs(f)/fc)**n)

Iterative Reconstruction（再構成後フィルター）

W(f) = 1/(1 + (abs(f)/fc)**n)

2) Gaussian

W(f,　fc,　o) = exp(-((f - fc) / o / 10)^2 / 2)　for o != 0; W(f, fc, 0)=1

3) Hamming

W(f,　fc) = 0.54 + 0.46*cos(PI * f / fc)

for -fc < f < fc; otherwise W(f, fc) = 0

4) Hanning

W(f,　fc) = 0.5 + 0.5*cos(PI * f / fc)

for -fc < f < fc; otherwise W(f,　fc) = 0

5) Parzen

W(f,　fc) = (fc - |f|) / fc

for -fc < f < fc; otherwise W(f,　fc) = 0

fc（カットオフ周波数）は Nyquist 周波数（0.5cycle/pixel）に対する比率をあらわしています。

3－2. 推奨しているスムージングフィルターの種類，条件とその理由（参考文献等）

注意：

推奨フィルターが Butterwoth フィルターではない場合は，Butterworth フィルターでの推奨条件とその理由（参考文献等）も記入してください

日立：　極力定量性を損なわないよう Butterworth を推奨しています。

ADAC：　日立と同一です。

3－3. 再構成フィルターの種類と式

注意：

式のパラメータには単位も記入してください

日立，ADAC 共通ですが，再構成の手順として，以下の 2 つの手順を持っています。

（1）プロジェクションデータにたいして，プレフィルターを施し，その後，Ramp フィルターにて再構成する。

（2）再構成時に，スムージングフィルターと Ramp フィルターの合成フィルターにて再構成する。

推奨手順は（1）の手順です。したがって，以下のフィルターは，（2）で使用可能なフィルターです。

日立：
1) Spatial filter （スムージングフィルタに同じ）
2) Butterworth （スムージングフィルタに同じ）
3) Hanning （スムージングフィルタに同じ）
4) Hamming （スムージングフィルタに同じ）
5) Blackman （スムージングフィルタに同じ）
6) Shepp & Logan （スムージングフィルタに同じ）
7) Gaussian （スムージングフィルタに同じ）
8) Weiner （スムージングフィルタに同じ）
9) Metz （スムージングフィルタに同じ）

ADAC：
1) Butterworth

FBP (Pegasys FBP モード)

W(f) = 1/(1 + 1.414*(abs(f)/fc)**n)

2) Gaussian （スムージングフィルタに同じ）
3) Hamming （スムージングフィルタに同じ）
4) Hanning （スムージングフィルタに同じ）
5) Parzen （スムージングフィルタに同じ）

fc（カットオフ周波数）は Nyquist 周波数（0.5cycle/pixel）に対する比率

3－4. 推奨している再構成フィルターの種類，条件とその理由（参考文献等）

３－３項（1）の手順においては，Ramp フィルターが推奨フィルターです。

また，（2）の手順においては，Butterworth と Ramp の合成フィルターが推奨フィルターです。

3－5. 再構成フィルターに起因するエリアジング対策の有無とアルゴリズム（式変形, Zero-Padding 等）

日立:　マトリックスサイズが 2 のべき乗であるため不要です。
ADAC:　同上

3－6. 再構成画像に対するスケーリング機能の有無とファクターの定義式
注意:
ユーザーレベルでこの機能が変更できる場合には方法も記入してください

日立:　あります。 フィルタリングでのゲイン調整可能です。
ADAC:　ありません。

3－7. 減弱・散乱・コリメータ開口（分解能）補正なしの MLEM（OSEM）の導入処理装置の種類, 導入台数, 施設数, および有償・無償の別

日立:　3台，3施設。 有償です。
ADAC:　43台，39施設。有償（AutoSPECT）です。

3－8. 減弱・散乱・コリメータ開口（分解能）補正付き MLEM（OSEM）の定義式, 導入処理装置の種類, 導入台数, 施設数, および有償・無償の別

日立:　減弱補正付 OSEM　3台，3施設。有償です。
ADAC:　減弱補正付 MLEM　15台，14施設。有償です。

3－9. MLEM（OSEM）の使用を推奨している検査とその理由（参考文献等）

日立:　不均一吸収補正
ADAC:　不均一吸収補正及び PET イメージ再構成

3－10. MLEM（OSEM）の使用を推奨していない検査とその理由（参考文献等）

日立:　ありません。
ADAC:　ありません。

3－11. MLEM（OSEM）の推奨条件（iteration, subset）とその理由（参考文献等）

日立:　Subset16，Iteration8回（デフォルト）　OSEM
ADAC:　Iteration12 回（デフォルト）　MLEM

3－12. MLEM（OSEM）における下記の条件

- Cij
  日立：　μマップによる吸収。
  ADAC：μマップによる吸収。

- Subsetの組み合わせの制限
  日立：　ステップ数の約数
  ADAC：MLEMにつきSubsetパラメータなし。

- Subsetの使用順序
  日立：　調査中
  ADAC：MLEMにつきSubsetパラメータなし。

- λjの初期値
  日立：　均一像あるいはFBP再構成像
  ADAC：均一像あるいはFBP再構成像

- 再構成前後で自動的に行われる処理の内容・アルゴリズム（スムージング処理等）
  日立：　再構成後フィルタリング可。
  ADAC：再構成後フィルタリング可。

- その他，（原理上ではない）ソフトウェア上の特徴・制限
  ありません。

4. ユーザーに対する取扱説明

4－1. 取扱説明に関する社内基準

注意：
ユーザーのレベルの違いにどう対応するかや取扱説明を終了する基準・考え方も記入してください

社内基準はありません。
ユーザーのレベルに合わせて対応するようにしています。

取扱説明の前にどのような収集，解析を行うか確認を行います。
チェックリストで説明事項を確認します。
ガンマカメラは，すべての収集ができるように説明，練習を行います。
画像処理については，基本的な解析，表示については，説明を行い新たなものがあった場合は，フォローを行います。注意点，危険な項目を説明します。
説明のスピード変えたり，デモデータなどを使用して練習を行います。フォロー，臨床立会いの回数を増やします。

4－2. 機器設置時の取扱説明の内容と日数

日立，ADAC：４－５日です。

4－3. 取扱説明専任者（インストラクター）の有無と数

４人

4－4. 機器稼働後のフォローの取扱説明の回数と日数

病院ごとに異なります。2 日 X 最大４－５回

4－5. 説明項目の内，SPECT に関連する下記の項目の説明内容（設定・選択基準，考え方など）

以下のようなことは説明を行いますが，最終的にユーザーで決めていただくようにしています。

- コリメータ
  納入されているコリメータの種類（LEGP など），どの部位，どのエネルギーに対応しているか説明
  核種，投与量でどれが良いか説明し，感度重視，分解能重視かで設定します。

- 収集マトリクス
  一般的に心臓は 64x64，頭部は 128x128 とし，部位，核種，投与量，収集時間で変更します。

- 収集拡大率
  設定可能な拡大率で，どの部位が収集可能か説明
  頭部は 1.85 または 2.19 倍，心筋は 1.46 倍

- 収集時ピクセルサイズ
  拡大率とマトリクスに関係するので頭部は 2.53mm または 2.14mm，心筋は 6.41mm

- 収集時間
  収集時間は，長いほうが画質は良いが，Step 数，投与量，部位，マトリクス，患者の負担で決めます。

- 収集 Projection 数
  数が多ければ良いが収集時間，患者の負担である程度決めていただきます。

- 回転軌道
  頭部は円軌道，体幹部は楕円軌道にして，近接で行います。

- エネルギーウィンドウ
  標準の値が設定されています。(20%)

- 収集モード
  Step と Continuous であまり画質に変化がないと説明

- 減弱補正(方法，μ値)
  Chang の補正を行えます。
  定量を行う場合は，減弱補正を行うことを推奨しています。
  μ値は，参考値はありますが，厳密には，計測していただくようにしています。

- 散乱補正(方法，散乱補正ウィンドウ)
  日立：　楕円近似法の原理，設定方法を説明します。
  ADAC：基本的にはありませんが，Vantage オプション(吸収補正)の場合は，散乱補正も行っており，原理，設定方法等説明します。

- 再構成画像の表示条件(表示スケール，表示レベル)
  医師，技師で決めていただくようにしています。

4－6. 集合トレーニングの有無と内容(参加基準，規模など)

ありません。

4－7. その他，御社の取扱説明に関する特徴

特にありません。

5. イメージャー調整

5－1. イメージャーメーカーに提示する調整基準の有無と内容

SMPTE ﾊﾟﾀｰﾝを表示，濃度，分解能，歪み，ﾉｲｽﾞ等を確認します。

5－2. ユーザーレベルでの処理装置側出力条件の変更機能の有無と方法

DICOM　Print 出力時は可能。
出力プレビュー画面からの指定。 DICOM プリント設定画面からの指定。どちらとも，GUI による簡便な操作で可能です。

5－3. イメージャー調整に関する御社の役割と責任

出力信号，ﾃﾞｰﾀに問題がる場合，弊社の責任で解決します。
通常，両者で切り分けと対策を実施します。

6. 保守・サービス

6-1. 保守点検契約施設数と全稼働施設数に対する割合

８１施設，約 50%

6-2. 保守点検の点検項目と間隔

今回の提出は控えさせていただきます。

6-3. オンラインメンテナンスの有無と内容

ADAC は有ります。エラーログのチェック，File System のチェック・修復，異常画像のチェック，Motion Control ステータスのチェック等を実施します。

6-4. フィールドサービスに対する教育制度

年２回の定期研修と米国 ADAC での特別研修を実施しています。

6-5. 検査が不可能になるようなトラブル発生時の検査が可能になるまでの平均修理時間

総障害処理時間 4.2 時間（モダリティ別のデータありません）

7. DICOM 環境

7－1. DICOM 環境に接続可能な処理装置の種類とそれぞれの接続形式（SCP，SCU，DICOM Work list：HIS/RIS）

以下をサポートしています。
日立：　SCU
ADAC：SCP，SCU，DICOM Work List: MWM のみサポート

7－2. システムを DICOM 環境にするための有償・無償の別

有償です。

7－3. オフラインでの DICOM 入出力（DICOM P10）の有無と有償・無償の別

有償です。

7－4. DICOM 環境で接続可能な他社核医学処理装置との接続実績

GE：GENIE，Advanced workstation との接続経験があります。

7－5. その他，御社 DICOM 環境の特徴・制限など

特にありません。

8. 脳血流 SPECT

8－1. 下記のデータ収集・処理・表示における機器メーカーとしての統一した推奨条件，推奨理由（参考文献等）

- Ø ^{123}I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の機器メーカー推奨の収集条件（コリメータ，ウィンドウ，サンプリング角度，収集時間，ピクセルサイズ，拡大率等）
- Ø ^{123}I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の機器メーカー推奨の処理条件（前処理フィルター，再構成法，散乱減弱補正法，断面変換基準，スライス厚等）
- Ø ^{123}I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の機器メーカー推奨表示出力条件（表示スケール，表示カラーコード，表示拡大，レイアウト，インフォメーション等）
- Ø ^{123}I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の散乱線補正に関する推奨条件
- Ø ^{123}I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の減弱補正に関する推奨条件
- Ø ^{123}I 製剤，^{99m}Tc 製剤別の定量解析に関する基本的考え方

8－2. その他，機器メーカーとして推奨している条件

8－3. 統一した推奨条件がない場合には，各施設への推奨条件の提示基準

取扱説明書，ADAC（米国）からの収集プロトコル集，日本の既納先へのアンケートでまとめプロトコル集を提示して，顧客に参考にしていただきます。
資料添付します。

9. 心筋 SPECT

9－1. 下記のデータ収集・処理・表示における機器メーカーとしての統一した推奨条件，推奨理由（参考文献等）

- 各製剤（^{201}Tl, ^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI&Tetro，^{123}I-BMIPP，^{123}I-MIBG）の機器メーカー推奨収集条件（コリメータ，ウィンドウ，サンプリング角度，収集時間，ピクセルサイズ，拡大率等）

- 各製剤（^{201}Tl, ^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI&Tetro，^{123}I-BMIPP，^{123}I-MIBG）の機器メーカー推奨処理条件（前処理フィルター，再構成法，散乱減弱補正法，断面変換基準，スライス厚等）

- 各製剤（^{201}Tl, ^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI&Tetro，^{123}I-BMIPP，^{123}I-MIBG）の機器メーカー推奨表示出力条件（表示スケール，表示カラーコード，表示拡大，レイアウト，インフォメーション等）

- 各製剤（^{201}Tl, ^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI&Tetro，^{123}I-BMIPP，^{123}I-MIBG）の散乱線補正に関する推奨条件

- 各製剤（^{201}Tl, ^{99m}Tc-PYP，^{99m}Tc-MIBI&Tetro，^{123}I-BMIPP，^{123}I-MIBG）の減弱補正に関する推奨条件

- 体動補正機能の有無とアルゴリズム，及び使用する際の推奨条件

- ゲート SPECT に関する推奨収集・処理・表示条件

- ゲート SPECT 用解析ソフトウェアの種類，及び推奨するソフトウェアとその理由

- 2各種同時収集に関する推奨収集・処理・表示条件

9－2. その他，機器メーカーとして推奨している条件

9－3. 統一した推奨条件がない場合には，各施設への推奨条件の提示基準

取扱説明書，ADAC（米国）からの収集プロトコル集，日本の既納先へのアンケートでまとめプロトコル集を提示して，顧客に参考にしていただきます。
資料添付します。

10. 骨・腫瘍核医学検査

10－1. 下記のデータ収集・処理・表示における機器メーカーとしての統一した推奨条件，推奨理由（参考文献等）

- Ø SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP&HMDP，^{201}Tl，^{67}Ga）の機器メーカー推奨収集条件（コリメータ，ウィンドウ，サンプリング角度，収集時間，ピクセルサイズ，拡大率等）

- Ø SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP&HMDP，^{201}Tl，^{67}Ga）の機器メーカー推奨処理条件（前処理フィルター，再構成法，散乱減弱補正法，断面変換基準，スライス厚，MIP 処理等）

- Ø SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP&HMDP，^{201}Tl，^{67}Ga）の機器メーカー推奨表示出力条件（表示階調，表示カラーコード，表示拡大，レイアウト，インフォメーション等）

- Ø SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP&HMDP，^{201}Tl，^{67}Ga）の散乱線補正に関する推奨条件

- Ø SPECT における各製剤（^{99m}Tc-MDP&HMDP，^{201}Tl，^{67}Ga）の減弱補正に関する推奨条件

- Ø 全身 SPECT 機能の有無と推奨収集・処理・表示条件（上記と違う場合のみ）

10－2. その他，機器メーカーとして推奨している条件

10－3. 統一した推奨条件がない場合には，各施設への推奨条件の提示基準

取扱説明書，ADAC（米国）からの収集プロトコル集，日本の既納先へのアンケートでまとめプロトコル集を提示して，顧客に参考にしていただきます。
資料添付します。

11. 核医学画像の定量化・基準化，その他

11－1. CT や MRI の画像に比べて，核医学画像は施設間のばらつきが多いと言われていますが，標準化についての考えは？

CT や MRI に比べて核医学検査では，主に被曝量の問題から投与量が低く抑えられることから収集されたデータの情報量が 1/1000 以下と少なく不必要なノイズが大きいため，最適な画像が得られる条件の範囲は CT や MRI にくらべると狭い。また，各メーカーが画質を追求してきた結果生じた収

集コリメータ特性の違い，RI 減弱，薬剤のアップテークの個人差なども条件の標準化にとっては厄介な問題であると考えます。

11－2. 標準化する場合，最初に取り組むべき内容は？

① 収集方法の標準化
② 処理方法の標準化
③ 画像表示方法の標準化
④ 出力画像の標準化
⑤ 各種解析ソフトの標準化
⑥ その他（　　　　　　　　　　　　　　　　　　　　）

① 収集方法

11－3. 現在，標準化に向けて御社で実際に取り組んでいることは？

既納ユーザーでの収集条件の調査と新規ユーザーへの紹介。
具体的に提示できるものはありません。

11－4. 機器購入予定施設にシステム全体として提案する場合，イメージャーを含め各装置の性能や装置間の相性をどう考慮していますか？

弊社システムとの接続実績のあるシステムを提案します。また，新規の場合においては，事前に接続テストを実施いたします。

11－5. 標準化に関連したユーザーに対する要望は？

最適な画像を得ることよりも標準条件での画像を得ることを優先していただくことが必要となります。

11－6. 各施設の処理装置のバージョンは全国で統一されていますか？
注意：
統一されていない場合はその理由も記入してください

いいえ。統一されていません。

納入時期の違いとバージョンアップ購入有り無しによってバージョンは変わります。

11－7. 標準化された収集・処理・表示・出力に関するガイドラインは必要であると考えていますか？

核医学検査普及のためガイドラインは必要と考えます。しかしながら，メーカーに対してガイドラインに沿った収集・処理・表示・出力機能の開発が必要とされた場合，コリメータやソフトの開発および臨床評

価が必要となる場合には，海外メーカーが対応できるかどうかは費用などが問題となる可能性があります。

11－8. 核医学画像において優れた画像がどのようなものであるかは社内で標準化されていますか？

臨床画像についての定量的な画質評価は難しく，基準はありません。

11－9. 本年 4 月から特定機能病院で入院患者に対する包括医療が実施され，また健康保険本人の 3 割負担が実施されていますが，核医学検査数への影響をどう予想されていますか？

核医学検査は一般に高額であり，真に有効でない核医学検査は敬遠され減少する可能性高いと考えます。しかしながらコストパフォーマンスの高い検査は増加する可能性もあると思います。

11－10. 個人的な見解で結構ですので，核医学検査は今後どのようになっていくと思われますか？忌憚のない意見をお聞かせください.

生体の機能情報が得られる核医学検査は必須です。最大の欠点である形態情報不足も，最近 CT/MRI 像とのフュージョンが盛んになりつつあり，臨床医へ広く浸透すれば検査増も見込めると思います。

（以上）